



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Daniel Augusto Noll

Testes de Controle de Qualidade em Sistema
de Processamento Computadorizado FUJI

Botucatu 2010

Daniel Augusto Nolli

Testes de Controle de Qualidade em Sistema de Processamento Computadorizado FUJI

Trabalho de conclusão de curso
apresentado ao Instituto de Biociências
da Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”, Campus de
Botucatu, para a obtenção do título de
Bacharel em Física Médica.

Orientador: Renato Dimenstein
Supervisor: Prof^a. Dra. Diana Rodrigues de Pina Miranda

Botucatu 2010

“É muito melhor arriscar coisas grandiosas, alcançar triunfos e glórias, mesmo expondo-se a derrota, do que formar fila com os pobres de espírito que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem nessa penumbra cinzenta que não conhece vitória nem derrota.”

Theodore Roosevelt

Agradecimentos

É muito difícil agradecer de maneira digna todos aqueles que colaboram demais para que este momento fosse possível.

Agradeço primeiramente a Deus pela força e inspiração ao longo desses anos de muitas incertezas, medos e dedicação.

Aos meus pais, a minha eterna gratidão pelas dificuldades passadas para que fosse possível se realizar a minha formatura.

Aos meus familiares pelas palavras de apoio nos momentos mais difíceis dessa empreitada.

A Natália, por sempre permanecer ao meu lado.

Aos meus grandes amigos Felipe, Rafael, Marcos e Émerson por demonstrarem diariamente o significado de uma amizade real.

Aos professores Diana, José Ricardo e a todos que sempre estiveram disponíveis a auxiliar a caminhada para este momento.

A toda equipe RAD Dimenstein, Renato, Fernanda, Pedro, Vivian, Sarah, Patrícia, Bruno e Alexandre pela imensa oportunidade ao longo desse ano.

Um agradecimento especial também a professora Dra. Kellen Daros e a sua equipe, por colaborarem diretamente com a execução deste projeto.

Ao Fleury S/A pela disponibilidade dos equipamentos cedidos ao projeto.

Resumo

Radiografia Computadorizada (CR) é um termo usado para descrever o sistema que registra eletronicamente uma imagem radiográfica. Sistemas CR usam receptores ou IP (*imaging plate*) para capturar os sinais analógicos e posteriormente permitir que as leitoras façam o processamento da imagem e a convertam em informação digital. Com a crescente expansão do CR para diagnósticos médico-hospitalares faz-se necessário que esses sistemas recebam o mesmo tipo de acompanhamento relacionado a Controle de Qualidade e Aceitação que os sistemas de processamento convencionais. A vigente legislação não enuncia os parâmetros e os procedimentos a serem testados, permitindo que de certa forma, alguns equipamentos não estejam totalmente em condições de uso em rotina clínica. Neste projeto foi utilizada a Norma AAPM Report número 93, que já é totalmente estabelecida fora do país e apresenta todos os parâmetros de teste em CR. A partir dela foram escolhidos três tipos de testes, que foram executados em uma amostragem satisfatória de IP's. Com esse procedimento foi possível estabelecer quais desses IP's deveriam estar fora de utilização, o que revela a finalidade relevante do estudo, demonstrando a necessidade de que os Testes de Controle de Qualidade e Aceitação em Radiografia Computadorizada sejam o mais breve possível incluídos na legislação reguladora no país.

Palavras-chave: Raios X – Radiografia Computadorizada – Controle de Qualidade

Abstract

Computed Radiography (CR) is a term used to describe the system that electronically records a radiographic image. CR systems use receivers or IP (*imaging plate*) to capture the analog signals and then allow the readers to do the image processing and converted into digital information. With the increasing expansion of the CR for medical diagnostics it is necessary that these systems receive the same type of monitoring related to Quality Control and Acceptance to the conventional processing systems. The current legislation fails to specify the parameters and procedures to be tested, allowing that somehow, some equipment is not fully able to use in clinical routine. In this project we used the standard AAPM Report Number 93, which is already fully established outside the country and displays all test parameters in CR. From there were chosen three types of tests that were performed in a satisfactory sampling of IP's. With this procedure it was possible to establish which of those IP's should be out of use, which reveals the important purpose of the study, demonstrating the need for Quality Control Testing and Acceptance in Computerized Radiography as soon as possible are included in the legislation regulator in the country.

Key words: X-Rays – Computed Radiography – Quality Control

Lista de Figuras

Figura 1: Representação do tubo de Raios - X	2
Figura 2: Esquema do Efeito Anódico.	4
Figura 3: Diversos níveis de borramento.....	5
Figura 4: Ruído radiográfico.....	6
Figura 5: Composição do IP.....	8
Figura 6: Leitura e apresentação da imagem na estação de aquisição.	11
Figura 7: Imagens cranianas no sentido ântero-posterior com variações de mAs. ...	12
Figura 8: Foto de equipamento de Raios X GE modelo Silhouet.	14
Figura 9: Imagens obtidas no Teste de Ruído Eletrônico.....	18
Figura 10: Representação das imagens adquiridas para IP's de dimensões 18x24cm e 24x30cm respectivamente.....	20
Figura 11: Imagem obtida no teste de precisão do valor S para o IP A43720385C. ...	21
Figura 12: Imagem obtida no teste de precisão do valor S para o IP A43673155C ..	22
Figura 13: imagem obtida no teste de resposta de uniformidade para o IP A43720408.....	24

Sumário

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Aspectos Físicos na produção de Raios-X	2
1.2. Mecanismos de Interação com a Matéria	3
1.2.1. Efeito Fotoelétrico e Comptom.....	3
1.2.2. Efeito Anódico	3
1.3. Fatores que Afetam a Qualidade da Imagem	4
1.3.1. Contraste	4
1.3.2. Sensibilidade de Contraste	4
1.3.3. Borramento.....	5
1.3.4. Ruído.....	5
1.3.5. Relação Sinal Ruído (SNR)	6
1.4. Imagem Digital	6
1.4.1. Características do Pixel	7
1.5. Sistema de Processamento Computadorizado (CR)	7
1.6. Imaging Plate (IP).....	8
1.7. Fatores que afetam a Qualidade da Imagem em CR.....	8
1.7.1. Latitude (L)	8
1.7.2. Número de Sensibilidade (S)	9
1.7.3. Ruído Eletrônico	9
1.7.4. Uniformidade de Resposta	10
1.8. Formação e Leitura das Imagens em CR	10
1.9. Reconhecedor de Dados de Exposição (EDR)	11
1.10. Parâmetros de Análise em CR	13
1.10.1. Gradação.....	13
1.10.2. PV	13
1.10.3. PVSD.....	13
1.10.4. SD/Ss	13
2. OBJETIVO.....	13
3. MATERIAIS	14
4. METODOLOGIA	15

4.1	Ruído Eletrônico no IP.....	15
4.2	Uniformidade de Resposta do IP	16
4.3	Precisão do Índice de Exposição.....	16
5.	RESULTADOS	18
5.1	Resultados do Teste de Aceitação e Qualidade de Ruído Eletrônico no IP	18
5.2	Resultados do Teste de Aceitação e Qualidade da Uniformidade de Resposta do IP	19
5.3	Resultados do Teste de Aceitação e Qualidade da Precisão do Índice de Exposição	20
6.	DISCUSSÃO.....	23
7.	CONCLUSÃO	28
8.	BIBLIOGRAFIA	29

1. INTRODUÇÃO

A radiologia digital é o ramo do diagnóstico médico que emprega sistemas computacionais nos diversos métodos para a aquisição, transferência, armazenamento, ou simplesmente tratamento das imagens digitais adquiridas. A evolução da computação, especialmente na área médica, permitiu um enorme avanço no diagnóstico por imagem. A partir de modernos sistemas computacionais desenvolvidos em plataforma apropriadas de tratamento gráfico tornou-se possível uma gama de aplicações que vão, desde uma simples medida linear, até um complexo modelo de apresentação tridimensional. Os mecanismos de comunicação, transferência de arquivos e armazenamento de informações, possibilitaram ainda o estabelecimento do trabalho em rede em que, equipamentos conectados entre si, passaram a trocar informações do paciente, de exames, de protocolos, ou simplesmente passaram a fazer armazenamento de imagens e documentação radiográfica em impressoras laser. [1]

Os sistemas de processamento de imagens radiográficas convencionais registram e apresentam os seus dados de forma analógica. Possuem exigência de exposição muito rígidas devido ao estreito intervalo de profundidade de brilho dos filmes e pelas limitações no processamento das imagens. Os sistemas de radiografias digitais oferecem a possibilidade de se obter as imagens com bem menos limitações, devido ao fato da curva de obtenção das imagens digitais ser linear, possibilitando assim uma gama extensa de combinações no pós processamento. [2]

Com a crescente utilização desta tecnologia de processamento computadorizado, se faz não somente viável como também indispensável a execução de Testes de Aceitação e Controle de Qualidade para esses sistemas. A atual legislação pertencente à Vigilância Sanitária, publicada no ano de 1998 nada enuncia sobre o tipo de teste a ser executado em CR. Este projeto apresenta e aplica alguns testes já estabelecidos fora do país, se baseando na Norma AAPM Report número 93, que descreve a execução dos mesmos, bem como suas bases físicas e tecnológicas. As análises dos testes executados referem-se à aceitabilidade

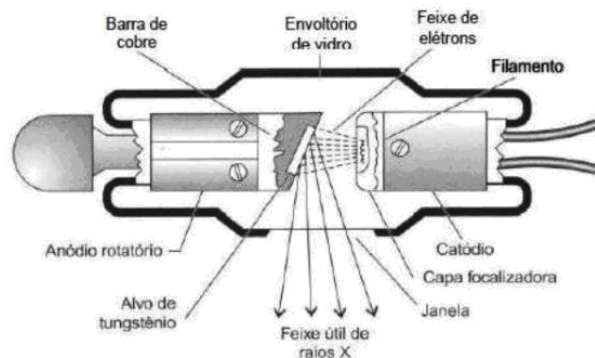
do sistema de processamento computadorizado e seus componentes, mostrando assim a necessidade de que seja regulamentado os testes de controle de qualidade. [3]

1.1. Aspectos Físicos na produção de Raios-X

Os raios-X são um tipo de radiação eletromagnética e pertencem a um grupo denominado de radiação ionizante. Estes são produzidos quando elétrons acelerados colidem com um alvo dentro de um tubo de Raios-X. O choque do feixe elétrons com o ânodo (alvo) produz dois tipos de Raios-X. Um deles constitui o espectro contínuo, ou *Bremsstrahlung*, e resulta da desaceleração do elétron durante a interação com o ânodo. O outro tipo é os Raios-X característico do material do ânodo. Assim, o espectro de Raios-X é a superposição de um espectro contínuo e de uma série de linhas espectrais características do anodo. [4]

O tubo de raios-X, demonstrado na figura 1, possui uma ampola, na qual tem-se a presença de vácuo. Dentro do tubo de Raios-X há a presença do ânodo (pólo positivo) e do cátodo (pólo negativo), como esquematizado na figura 2. O cátodo divide-se em duas partes, um filamento e uma capa focalizadora. [5]

Figura 1: Representação do tubo de Raios – X. [Attix, F. H.]



O ânodo é constituído de tungstênio, molibdênio ou ródio, podendo ser do tipo fixo ou rotativo. A região do alvo em que incide o feixe de elétrons é denominada de ponto focal. Quanto maior for esta região melhor será a dissipação de calor, porém a resolução de imagem será pior. Assim sendo conforme a região do ponto focal for diminuída, melhor será a resolução de imagem e o processo de dispersão de calor será menor. [5]

1.2. *Mecanismos de Interação com a Matéria*

1.2.1. *Efeito Fotoelétrico e Compton*

A interação da radiação-X com a matéria está relacionada à energia do feixe e a densidade do tecido exposto. Os fótons podem ser absorvidos e removidos do feixe ou ser apenas defletidos aleatoriamente. Um dos efeitos mais conhecidos é o Fotoelétrico, em que um fóton transfere toda sua energia para um elétron localizado em uma das camadas atômica, tendo assim energia suficiente para ejetar um elétron da camada mais interna do átomo com o qual interage, ou seja, quando sua energia maior é que a energia de ligação do elétron. [6]

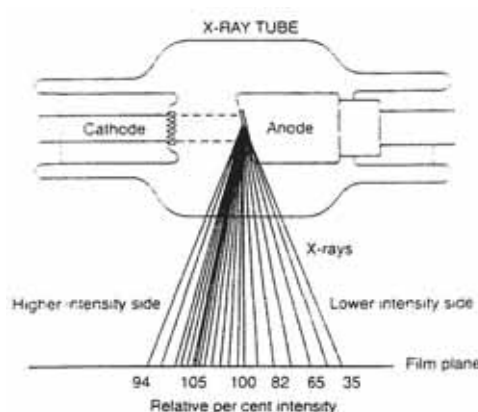
A interação Compton é aquela em que apenas uma parte da energia é absorvida e um fóton é produzido com energia reduzida. Esse fóton deixa o sítio de interação em uma direção diferente da original. Por causa da mudança na direção do fóton, este tipo de interação é classificada como um processo de espalhamento. [6]

1.2.2. *Efeito Anódico*

O efeito anódico é responsável pela não uniformidade do feixe de radiação ao longo do eixo ânodo-cátodo. Devido à inclinação da superfície do alvo, os elétrons que o atingem são obrigados a atravessar diferentes espessuras desse alvo. Os Raios-X são produzidos em várias profundidades do alvo e conseqüentemente sofrem atenuações diferentes. Quanto mais espesso maior será o processo de absorção. Isso resulta em uma intensidade que será maior no lado do cátodo do que no do ânodo. [7]

O efeito anódico resulta num contraste diferenciado, alterando a qualidade da imagem radiológica primária. A inclinação do ponto focal quando da confecção do ânodo irá influir na absorção da radiação produzida pelo próprio ânodo. [8]

Figura 2: Esquema do Efeito Anódico. [7]



1.3. ***Fatores que Afetam a Qualidade da Imagem***

1.3.1. ***Contraste***

O contraste radiográfico é definido como a diferença de densidade em áreas adjacentes de uma radiografia. O contraste também pode ser descrito como contraste de longa escala ou curta escala referindo-se à faixa de todas as densidades ópticas desde as partes mais claras até as partes mais escuras da radiografia. A função do contraste é tornar visíveis os detalhes anatômicos de uma imagem. Portanto, o parâmetro é um importante indicador de qualidade. [9]

O contraste começa no corpo do paciente na forma de contraste físico. O processo radiográfico converte e transfere o contraste físico presente no corpo do paciente em imagem de contraste visível que é mostrado em uma radiografia. O processo radiográfico não referem-se somente a habilidade em produzir altos níveis de contraste de imagem, mas sim em distinguir baixos níveis de contraste no corpo, que é determinada pela sensibilidade do processo de imagem. [10]

1.3.2. ***Sensibilidade de Contraste***

A sensibilidade de contraste é a capacidade dos processos formadores de imagem, incluindo a visão humana, para visualizar objetos de baixo contraste. A sensibilidade de contraste é a variável do procedimento radiográfico e é determinada pelo ambiente anatômico e pela seleção de uma combinação de equipamentos de imagens características e fatores técnicos que constituem o protocolo de imagens.

Na radiografia, a sensibilidade de contraste é ajustada de acordo com os objetivos clínicos. [10]

1.3.3. *Borramento*

O principal efeito do borramento é a redução de visibilidade de pequenos objetos e detalhes. É essa visão borrada que reduz e limita a visibilidade de imagens pequenas. Uma das mais importantes vantagens da radiografia, em comparação com todas as outras modalidades de imagens, é que ela pode produzir imagens com menor quantidade de borramento, e com aumento da visibilidade dos detalhes. (Figura 3). [10]

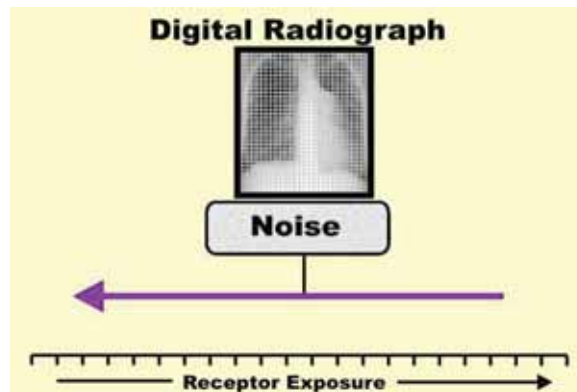
Figura 3: Diversos níveis de borramento. [*Perry Sprawls*]



1.3.4. *Ruído*

Ruído é uma indesejável imagem característica que reduz a visibilidade, especialmente em objetos de baixo contraste. A quantidade de ruído é determinada pela combinação de vários fatores, sendo o mais importante a quantidade de radiação ou exposição usada na formação da imagem. O nível de ruído é reduzido pelo aumento da exposição usada para formar a imagem, especificamente a exposição capturada pelo receptor radiográfico. Se a análise se direcionar a outra perspectiva, ruído é o maior fator que limita quanto de exposição e a quantidade de dose que pode ser reduzida no paciente. Isso se aplica a todas as formas de imagens de Raios-X, incluindo fluoroscopia e tomografia computadorizada. (Figura 4). [10]

Figura 4: Ruído radiográfico. [Perry Sprawls]



1.3.5. Relação Sinal Ruído (SNR)

A relação Sinal Ruído (SNR, em inglês *Signal Noise Relation*) é uma medida utilizada na física de modo geral, e sua função é estabelecer uma medida que quantifica quanto de sinal foi corrompido pelo ruído. É definido como uma relação entre a potência para o poder corruptor do ruído do sinal. [11]

1.4. Imagem Digital

As imagens geradas nos diferentes equipamentos de diagnóstico por imagem podem ser reconstruídas a partir da transformação de um número muito significativo de correntes elétricas em informação computacional, formando uma imagem digital. A imagem digital é apresentada em uma tela de computador ou filme radiográfico na forma de uma matriz formada por um arranjo de linhas e colunas. Na intersecção das linhas com as colunas forma-se a unidade básica da imagem digital, o Pixel (picture element). [12]

Para que a imagem digital possa ser interpretada como a imagem de um objeto ou de uma estrutura anatômica os dígitos de cada pixel da imagem são convertidos em tons de cinza numa escala proporcional aos seus valores. A imagem digital final será o resultado do arranjo de uma grande quantidade de pixels apresentando tonalidades diferentes de cinza e formando no conjunto uma imagem apreciável. [12]

1.4.1. **Características do Pixel**

O arranjo de linhas e colunas forma a matriz da imagem digital. Quanto maior a quantidade desses elementos menor será o pixel e conseqüentemente a imagem final apresentará melhor resolução, no entanto, não necessariamente melhor qualidade, pois os sinais provenientes de pixels de pequenas dimensões apresentam grande quantidade de ruído eletrônico, prejudicando as imagens que passarão a se apresentar com aspecto granulado. [12]

As imagens digitais poderão ainda se apresentar com resolução diferente da que foi adquirida. Com ajuda do computador e pela técnica de interpolação de dados, uma imagem inicialmente adquirida com matriz 128 x 128 poderá ser apresentada como de matriz 256 x 256. Neste caso o preenchimento dos pixels será calculado com base nas informações disponíveis na memória do computador. [12]

1.5. **Radiografia Computadorizada (CR)**

A Radiografia Computadorizada (CR) teve seu início por volta do ano 1970, mas somente no final da década de 80 foi aplicado para finalidades clínicas. Esse sistema se vale do *image plate* (IP), que é um tipo de detector bidimensional que acumula a radiação ionizante utilizando o fósforo fotoestimulável, para a formação da imagem latente. Após a exposição do IP, este é inserido em um *scanner* especial que fará a conversão da imagem latente em um sinal digital, para que este seja transferido ao computador acoplado e seja formada a imagem digital. [12]

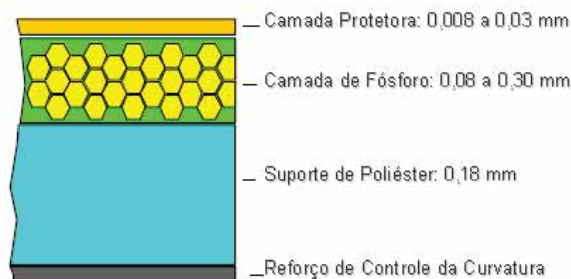
O leitor do CR é um dispositivo eletromecânico que absorve todas as funções e técnicas necessárias para extrair da imagem latente e reconstrução/exibição da radiografia final. Esses leitores desempenham os seguintes processos: o sistema de alimentação compatível com a placa de fósforo a uma velocidade uniforme, um sistema de transporte que conduz a placa de imagem através de um *scanner* com feixe de laser estimulador; a luminescência fotoestimulada, *pixel por pixel*, é coletada por um filtro que faz a separação da fotoestimulação contra o espectro da luminescência. Em seguida, fotomultiplicadores amplificam o sinal. O sinal analógico é convertido em digital e a estação de aquisição armazena a matriz em um *buffer* de imagem para as operações

subseqüentes, como exibição, análise, medição, armazenamento, entre outras possibilidades. Depois da estação de leitura, há ainda a etapa do apagamento, realizada pela ação de uma luz fluorescente brilhante. [12]

1.6. *Imaging Plate (IP)*

Para que seja possível a radiografia computadorizada ou digital é necessário que exista um receptor de imagens que seja capaz de oferecer a mesma maleabilidade dos filmes associada a uma unidade de digitalização. Essa estrutura conhecida como *imaging plate* consiste em um suporte de poliéster, camada de fósforo, camada protetora e alguns outros tipos de materiais que estão contidos de acordo com o fabricante do sistema (Figura 5). A camada do fósforo fotoestimulável é comumente constituída de cristais de BaFBr:Eu²⁺ (látice cristalino de fósforo) com grãos de aproximadamente 5 µm. Essa camada além de conter os grãos de fósforo tem em sua composição um polímero orgânico capaz de unir essas formações e providenciar uma estrutura uniforme do filme. [13]

Figura 5: Composição do IP. [D. oliveira & T. Lopes]



1.7. *Fatores que afetam a Qualidade da Imagem em CR*

1.7.1. *Latitude (L)*

A latitude está relacionada com a faixa de energia necessária para produzir uma imagem radiográfica, dependendo de fatores como kV e mAs. Em um processo radiográfico convencional a latitude de exposição é limitada e não permite uma variação de técnica de até 2 ou 3 kVs. Na radiografia computadorizada uma

variação de até 10 kV permite a obtenção da imagem com qualidade diagnóstica. [12]

1.7.2. Número de Sensibilidade (S)

O número de sensibilidade, o chamado "S" é um valor indicador da luminescência fotoestimulável emitida pelo IP, enquanto está sendo lida pela luz laser. Os valores são inversamente proporcionais à quantidade de radiação que atinge o IP. [13]

O indicador de exposição é um método que determina uma medida substitutiva da velocidade radiográfica equivalente para uma dada exposição. [12]

Para os IP's estarem em conformidade com a norma AAPM número 93 é preciso que o valor do índice de exposição S, a uma exposição de 1 mR, seja igual a 200 ± 20 quando se analisa um único IP, e 200 ± 10 quando todos os IP's forem testados, utilizando-se de um valor médio entre os índices de exposição obtidos. [3]

1.7.3. Ruído Eletrônico

O ruído eletrônico é a característica que mais afeta a qualidade de uma imagem digital. Este tipo de ruído é um artefato eletrônico e se caracteriza pela presença de "granulações" na imagem.

Os principais fatores que contribuem com o ruído eletrônico estão relacionados: a) ao ruído quântico (interação entre o fluxo de fótons do feixe com o material sensível dos detectores), b) eficiência de digitalização na conversão dos sinais analógicos na codificação binária e c) da magnificação, pois quando se diminui o tamanho do campo de visão, por consequência reduz-se a quantidade de fótons que acaba ocasionando um aumento no ruído eletrônico na imagem. [12]

Resíduos de sinais ruidosos advindos de radiação de fundo e também de outras fontes que causam interferência nos IP's podem ser removidos, antes do uso diário pelo processo de ciclo completo de apagamento. [3]

O apagamento de cada unidade é tipicamente composto por alta pressão de sódio ou lâmpada fluorescente, isso varia de acordo com o fabricante e com o modelo da processadora automática. Após este processo alguns IP's (3 a 5) devem ser lidos usando uma escala algorítmica automática ou uma escala algorítmica

fixada para dirigir o ganho do sistema ao máximo. Em alguns sistemas, isso causa um ajuste automático da técnica de leitura para largos intervalos de latitude, exposição nominal, com um baixo ou nenhum tipo de sinal amplificado. Neste caso nos valem de uma técnica manual que dirige o sistema para uma alta amplificação de sinal. [3]

1.7.4. Uniformidade de Resposta

A Uniformidade de Resposta em um IP refere-se à resposta apropriada a alta incidência de exposição para avaliar eventuais variações no desempenho de cada IP. [3]

1.8. Formação e Leitura das Imagens em CR

Quando o IP é exposto aos Raios-X, os átomos de európio no látice cristalino de fósforo (BaFBr:Eu²⁺) são ionizados, liberando assim um elétron. A energia dos elétrons de európio se encontra entre a banda de valência e banda de condução (modelo atômico), e por isso esses elétrons são facilmente conduzidos ao maior estado energético na banda de condução. Uma vez que estão nesta banda, os elétrons viajam livremente até o momento em que são capturados no chamado centro – F, num estado metaestável com nível energético pouco inferior ao da banda de condução, mas superior ao nível inicial dos elétrons de európio. O número de elétrons presos é proporcional a quantidade de Raios-X que são absorvidos no local. Estes elétrons presos constituem a imagem latente. No entanto vale salientar que as variações de temperatura liberam lentamente esses elétrons, e que assim sendo a imagem deve ser “lida” em até aproximadamente 8 horas após a exposição aos Raios-X. [2]

A leitura do IP exposto é feita pela varredura de um pequeno ponto de luz laser feito de hélio-neon (Figura 6). Esta luz estimula os elétrons presos até a banda de condução, regressando assim ao estado de menor energia. O raio laser varre o IP de forma transversal, enquanto a placa gráfica se move através do feixe de varredura. A luz emitida é armazenada usando uma luz guia e é alimentada a um tubo fotomultiplicador onde a luz é convertida em sinal elétrico amplificado para saída de sinal elétrico. O sinal se torna digital e a imagem fica salva em uma estação de computador como uma matriz, em que cada pixel possui um valor na escala de

cinza que corresponde a quantidade de luz emitida a partir do ponto correspondente no IP. [2]

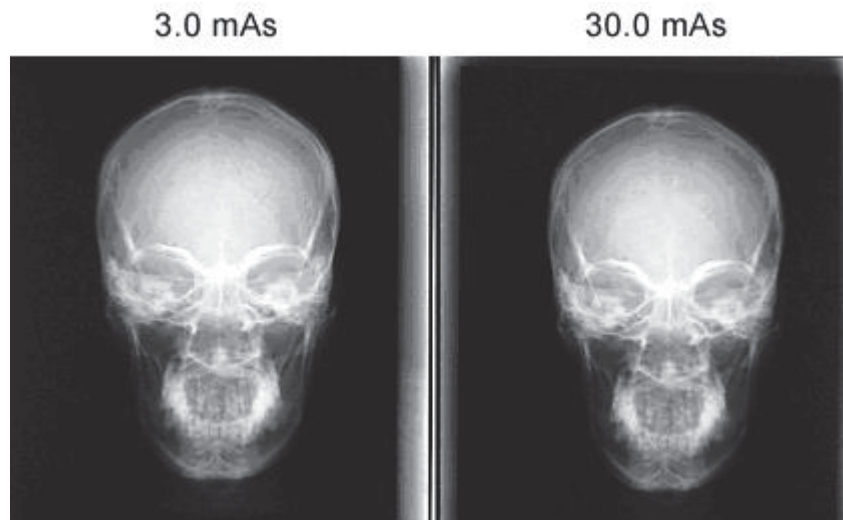
Figura 6: Leitura e apresentação da imagem na estação de aquisição. [D. oliveira & T. Lopes]



1.9. Reconhecedor de Dados de Exposição (EDR)

O software presente na tecnologia FCR (Fuji Computed Radiography) chamado Reconhecedor de Dados de Exposição (EDR), em inglês *Exposure Data Recognizer*, atua no ajuste automático da densidade e no contraste de uma imagem de Raios-X, visando assim obter melhores resultados, mesmo se as condições de exposição forem significativamente diferentes de uma aquisição para outra. Ao analisar o campo exposto, o EDR determina a área relevante para o diagnóstico, adequando às condições de contraste e densidade com base em um histograma de uma imagem real. Esse histograma é criado com base na seleção do menu, centralização/posicionamento e colimação/ dispersão. O tamanho e a forma do histograma irá determinar a aparência da imagem. O EDR apropriado a cada situação clínica deve ser selecionado com base nas condições da imagem a ser adquirida. Por exemplo, se for adquirida uma imagem craniana no sentido ântero-posterior, que necessita em média de 10 mAs, o software EDR continuará a manter a densidade e contraste desejados, com exposições de 3,0 e 30,0 mAs, como mostra as imagens abaixo. [13]

Figura 7: Imagens cranianas no sentido ântero-posterior com variações de mAs. [13]



O modo EDR pode ser selecionado e modificado na estação de trabalho depois que o menu foi escolhido, antes de inserir a cassete no leitor de CR. O EDR possui quatro subdivisões:

a) EDR Auto Mode (Modo Automático): nesta modalidade a densidade, o contraste e a sensibilidade serão automaticamente aplicados com base nos parâmetros de processamento padrão. Geralmente o EDR Auto Mode é o mais utilizado na rotina clínica.

b) EDR Semi Mode (Modo Semi Automático): O uso é aplicado a imagens que devem ser muito colimadas e o centralizador deve ser muito preciso. Neste caso apenas os valores de densidade e sensibilidade são fixados, variando assim o valor de Latitude (L).

c) EDR Semi-X: é utilizado quando a centralização não é possível, quando precisa-se de uma região específica a avaliar e se vale das mesmas recomendações do item acima.

d) EDR Fixed Mode (Modo Fixo): Este modo fornecerá à imagem uma aparência mais clara ou mais escura com base na quantidade de exposição utilizada. É uma forma similar ao convencional sistema tela-filme, quando se vale de técnicas manuais. O melhor aproveitamento do Modo Fixo se dá quando existem problemas na imagem que os outros modos apresentados não conseguem resolver de uma maneira satisfatória.

1.10. Parâmetros de Análise em CR

1.10.1. Gradação

O processo de gradação é descrito como a conversão dos dados digitais de entrada para uma imagem com densidade e contraste apropriados. Entre os principais parâmetros que controlam o processo gradativo, destacam-se o GT, que corresponde à curva não-linear; o GA, que é o parâmetro responsável pela variação de contraste; GC, responsável pelo centro de rotação de densidade e o GS, que tem a função de alterar os parâmetros de densidade na gradação. [14]

1.10.2. PV

Representa o valor médio de pixel para uma região de interesse de pelo menos 80% da imagem. O IP está dentro dos padrões estabelecidos quando o valor de PV é menor que 280 (ou maior que 744 quando se utiliza a escala de cinza inversa).

1.10.3. PVSD

Representa o desvio padrão do valor médio de pixel definida dentro de uma região de interesse, equivalente a área definida para o valor de PV. Os limites de aceitabilidade estão respeitados se o valor de PVSD for menor que 20 para a 1,0 mR e se for menor que 4 para 10,0 mR.

1.10.4. SD/Ss

Avalia a variação ocorrida de imagem por imagem pela relação entre o desvio padrão pela sensibilidade média. Essa relação tem um valor aceito se for um valor menor que 5%.

2. OBJETIVO

Na ausência de uma legislação nacional específica em Radiografia Computadorizada, o presente estudo teve como objetivo aplicar e interpretar os testes de performance para avaliação da qualidade em CR.

3. MATERIAIS

Para execução das exposições foi utilizado um equipamento de Raios-X convencional da fabricante General Electric, modelo Silhouet (figura 8), com tubo marca Varian Medical Systems, número de série 68194-PO, instalado no Fleury S/A – Unidade Itaim Bibi, localizada na cidade de São Paulo/SP.

Figura 8: Foto de equipamento de Raios X GE modelo Silhouet. [www.diagson.com.br]



Para o processamento computadorizado das imagens adquiridas utilizou-se o sistema FCR (FUJI), modelo XG1. Para calibração das doses e tensão (kVp) foi utilizado-se o multímetro Unfors Mult-O-Meter, modelo 303, número de série 4657.

De modo a minimizar os danos causados pelo espalhamento um avental de chumbo, com espessura 0,5 mm foi colocado atrás dos IP's durante as simulações.

As imagens adquiridas foram realizadas em IP's FUJI, num total de 10 unidades, com 5 delas para cada um dos seguintes tamanhos: 18x24 cm e 24x30 cm.

A análise pós processamento das imagens para os testes propostos neste projeto foi realizada através do software livre ImageJ.

4. METODOLOGIA

A execução dos testes de controle de qualidade propostos neste projeto se basearam na norma “AAPM Report número 93” publicada pela Associação Americana de Físicos em Medicina, termo em português para “American Association of Physicists in Medicine”, sigla AAPM. [10]

A norma citada estabelece as bases físicas teóricas bem como os métodos para se realizar os Testes de Aceitação e Controle de Qualidade para Sistemas de Processamento de Imagens Fósforo Foto estimuláveis. O texto expõe a resolução para os principais fabricantes deste sistema de processamento.

Para todos os testes descritos utilizou-se uma distância foco-filme de 180 cm para que a influência do efeito anódico fosse minimizada e também chumbo abaixo dos IP's com a finalidade de não permitir efeitos de radiação secundária nos experimentos.

4.1 Ruído Eletrônico no IP

Para avaliação de ruído eletrônico foi utilizada a metodologia proposta especificamente para sistemas de processamento computadorizado da fabricante FUJI. Neste procedimento não se usa nenhuma técnica de exposição, pois é requisito do teste que o IP esteja totalmente “limpo”. Na estação de aquisição de imagens deve ser selecionado o tipo de exame “Teste” e em seguida a opção “Sensibilidade” no modo “EDR” fixando o valor de S em 10.000.

Após a escolha no pré-processamento, os cinco IP's de dimensões 18x24cm foram selecionados para o teste. Primeiramente foi marcado o número de identificação de cada *imaging processing*, para que no momento da análise dos resultados não houvesse qualquer dúvida sobre cada um que foi usado. Posteriormente foi inserido o primeiro IP na leitora, o tempo de leitura da imagem foi esperado e assim pode-se ir para a etapa seguinte do teste. No modo pós processamento foi escolhido a opção “Linear” e foram fixados os valores de GA=1,0, GT=A e RE=0,0. Com essas técnicas foi possível avaliar os parâmetros PV e PVSD.

Esse procedimento foi repetido para os outros quatro IP's. Após isso, utilizando recurso da Processadora Computadorizada, pôde-se salvar as imagens adquiridas em formato ideal para utilização do software Image-J. Neste software cada aquisição foi marcada com uma região maior que 80% da área total, e por essa região de interesse determinada, as ferramentas do Image-J oferecem o cálculo de PV e PVSD, bem como os valores e contagens para pixel mínimo e máximo.

4.2 Uniformidade de Resposta do IP

Cada IP foi disposto de maneira centralizada em relação ao feixe de Raios-X e uniformemente exposto. Uma geometria reproduzível e a orientação da placa foram mantidas (Distância Foco-Filme de 180 cm, anteparo de chumbo e margem de campo luminoso igual a 5 cm em todos os lados).

Inicialmente, como descrito no item anterior, os IP's foram devidamente identificados e colocados numa ordem lógica à realização das análises posteriores. Depois disso, através do multímetro Unfors foi estabelecido o valor correto de mAs, no caso 6,3 para que a dose de radiação incidente na superfície do IP estivesse por volta de 10 mR a 80 kV. No menu de pré-processamento de imagens utilizou-se a opção de exames "Teste", na categoria "Sensibilidade", com L (latidade) sendo de valor 1,0 e no processamento "Semi EDR".

Em seguida colocou-se o primeiro IP de teste, seguindo as recomendações apresentadas. Ao término da exposição o IP em questão foi levado a processadora computadorizada para que a leitura fosse feita. Finalizado a leitura da imagem escolheu-se o modo de pós-processamento "Linear" e os valores de GA=1,0, GT=A e RE=0,0, que permaneceram fixos. Com as alterações necessárias executadas repetiu-se a metodologia para todos os outros nove IP's testados. Após todas as medições as imagens foram salvas para posterior análise. No ambiente do software Image-J para cada imagem foram calculados os valores de PV, PVSD e a razão SD/SS.

4.3 Precisão do Índice de Exposição

De acordo com a norma AAPM nº 93, os IP's foram dispostos de maneira centralizada em relação ao feixe de Raios-X e uniformemente expostos. A geometria e a orientação da placa foram mantidas (Distância Foco-Filme de 180 cm, anteparo

de chumbo e margem de campo luminoso igual a 5 cm em todos os lados). Novamente todos os IP's existentes no local de teste foram expostos.

Seguindo o procedimento do item 4.3 utilizou-se o multímetro Unfors na segunda etapa deste projeto, para encontrar o valor médio de exposição e mAs para o protocolo estabelecido para o teste de precisão do índice de exposição. A exposição incidente na placa gráfica foi aproximadamente igual a 1mR, valor este utilizado para estabilizar a precisão do “índice de exposição”. Um tempo de intervalo entre a exposição e a leitura, é requerido por alguns fabricantes para que haja a redução de variação no atraso no processo de fosforescência. Existe um consenso que diz que esse tempo de intervalo deve ser de aproximadamente 10 minutos. Além disso, não existe uma padronização com relação à qualidade do feixe de Raios – X, pois cada fabricante possui parâmetros específicos, como o kVp e a filtração existente no tubo, que são necessários a calibração do equipamento.

Primeiramente utilizou-se o multímetro Unfors, de forma similar ao item anteriormente descrito, para determinar o mAs a ser utilizado para que a dose estivesse por volta de 1 mR combinada a 80 kV. Identificou-se todos os IP's de teste para uma adequada análise das imagens. Na estação de aquisição de imagens foram alterados os parâmetros sugeridos com relação ao pré processamento em que foi selecionado o tipo de exame “Teste” e posteriormente a opção “Sensibilidade”. Dentro desta configuração fixou-se o valor de L (latitude) igual a 1, utilizando o modo de processamento “Semi EDR”. O primeiro IP foi exposto com um intervalo de leitura de 10 minutos. Em seguida o teste foi repetido aos outros nove IP's e as imagens geradas foram guardadas em formato compatível com o software Image-J. Através de dados gerados na estação de aquisição de imagens, os valores de índice de exposição referentes aos parâmetros S_{1mR} e $S_{exposição}$, que indicam respectivamente, sensibilidade a 1,0 mR e sensibilidade de exposição em condições de rotina clínica, puderam ser anotados. Como o teste é padronizado a 1,0 mR pode-se afirmar que S_{1mR} e $S_{exposição}$ serão valores iguais dentro desse procedimento.

5. RESULTADOS

5.1 Resultados do Teste de Aceitação e Qualidade de Ruído Eletrônico no IP

Na tabela 1 estão apresentadas as identificações dos IP's de dimensões 18x24cm que foram utilizados no teste e para cada IP a resposta qualitativa através da presença ou não de homogeneidade e também suas respectivas respostas aos critérios quantitativos, que dizem respeito ao cálculo de PV e PVSD.

Tabela 1 Respostas qualitativas e quantitativas do teste.

ID	Homogeneidade/Uniformidade	PV	PVSD
A43720385C	SIM	204	0,127
A43720446C	SIM	204	0,079
A43720415C	SIM	204	0,069
A43720408C	SIM	204	0,000
A43720453C	SIM	224	0,001

Na figura 9 ficam apresentadas três das cinco imagens obtidas durante a avaliação de ruído eletrônico. Dispensa-se a apresentação das demais imagens adquiridas pelo fato de as aquisições serem reproduzíveis.

Figura 9: Imagens obtidas no Teste de Ruído Eletrônico.



5.2 Resultados do Teste de Aceitação e Qualidade da Uniformidade de Resposta do IP

Conforme mencionado na metodologia foram feitas cinco exposições para se obter um valor médio de exposição e de mAs, que estão demonstradas na tabela 2.

Tabela 2 Valores de exposição e mAs para as exposições de ajuste ao teste.

	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Média
Exposição	10,490	10,450	10,470	10,460	10,440	10,462
mAs	6,3	6,3	6,3	6,3	6,3	6,3

A partir da técnica sugerida (80kV x 10mR) foi possível estabelecer a existência ou não de anomalias na imagem, bem como os valores de valor médio de pixel (PV), o desvio padrão do valor médio de pixel (PVSD), a razão entre desvio padrão e sensibilidade média (SD/Ss) e também a média sobre o desvio padrão do valor de PV entre as imagens. A tabela 3 apresenta todos os itens indicados nesse teste.

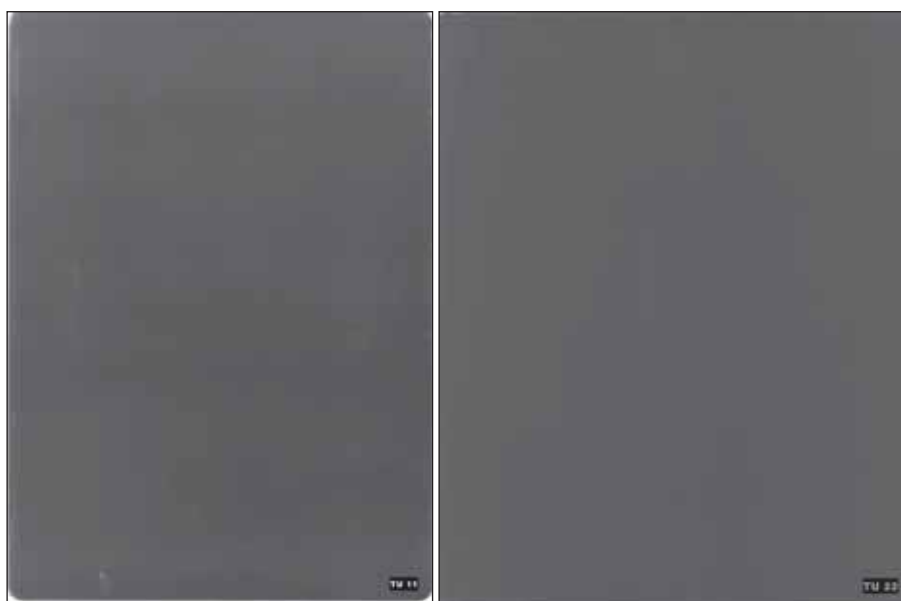
Tabela 3 Parâmetros obtidos referente ao Teste de Uniformidade de Resposta no IP.

ID	Dimensões (cm)	Homogeneidade/			(SD/Ss)	
		Uniformidade	PV	PVSD	%	
A43720385C	18x24	NÃO	504,928	12,232	3,40	
A43720446C	18x24	NÃO	507,598	18,002	5,00	
A43720415C	18x24	NÃO	509,075	20,370	5,66	
A43720408C	18x24	NÃO	506,681	20,761	5,77	
A43720453C	18x24	NÃO	505,769	11,536	3,20	
A43673186C	24x30	SIM	509,799	11,644	3,23	
A43673155C	24x30	SIM	505,035	11,197	3,11	
A43673179C	24x30	SIM	511,581	12,720	3,53	
A43673087C	24x30	SIM	502,375	13,508	3,75	

A43669677C	24x30	SIM	509,619	12,524	3,48
------------	-------	-----	---------	--------	------

As imagens obtidas durante a realização do procedimento estão representadas na figura 10. A primeira imagem se refere ao IP A43720385C e o segundo ao A43673155C.

Figura 10: Representação das imagens adquiridas para IP's de dimensões 18x24cm e 24x30cm respectivamente. [5]



5.3 Resultados do Teste de Aceitação e Qualidade da Precisão do Índice de Exposição

A tabela 4 apresenta os dados referentes à exposição média obtida e ao mAs de teste .

Tabela 4 Valores de dose e mAs para as exposições de ajuste ao teste.

	Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5	Média
Exp. (mR)	1,079	0,954	0,948	1,081	1,030	1,018
mAs	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5

A partir da técnica base (80 kVp e 1mR), primeiramente foi efetuada as exposições para os IP's. Para o processamento das imagens utilizou-se um intervalo

de 10 minutos, devido as condições do teste para sistemas FUJI. Os resultados obtidos para valor de índice de exposição são apresentados na tabela 9.

Tabela 5 Valores de Índice de Exposição para os IP's testados.

ID	Dimensões	Índice de Exposição
A43720385C	18x24	578
A43720446C	18x24	565
A43720415C	18x24	565
A43720408C	18x24	578
A43720453C	18x24	578
A43673186C	24x30	578
A43673155C	24x30	578
A43673179C	24x30	565
A43673087C	24x30	565
A43669677C	24x30	578

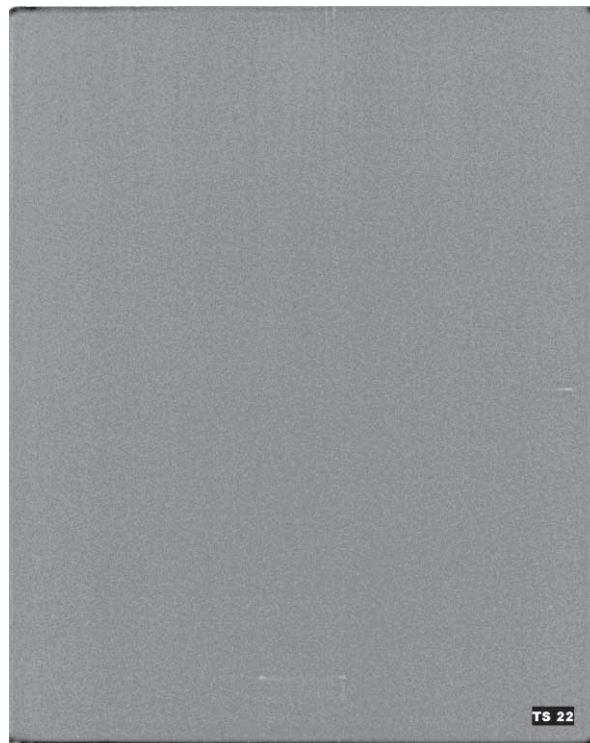
O valor médio do valor do índice de exposição para estes dados apresentados é igual a 572,8.

Para as técnicas e metodologia acima descritas as imagens abaixo são exemplos de imagens adquiridas referentes aos IP's A43720385C e A43673155C.

Figura 11: Imagem obtida no teste de precisão do valor S para o IP A43720385C. [5]



Figura 12: Imagem obtida no teste de precisão do valor S para o IP A43673155C. [5]



6. DISCUSSÃO

Os IP's devem diariamente passar por um ciclo completo de limpeza para que não haja formação residual e artefatos nas imagens que serão obtidas dos pacientes. Portanto quaisquer formações ruidosas e pontos de não uniformidade são inaceitáveis do ponto de vista da garantia de qualidade do funcionamento.

A verificação mostra o quão limpo e uniforme se encontram determinados IP's. Se mais de 2 IP's dos que forem testados apresentarem problemas, todas placas gráficas devem ser obrigatoriamente testadas, pois artefatos reproduzíveis em um número considerável de imagens, pode indicar problemas de software e de apagamento, obviamente considerando que a impressora esteja em condições ideais de funcionamento.

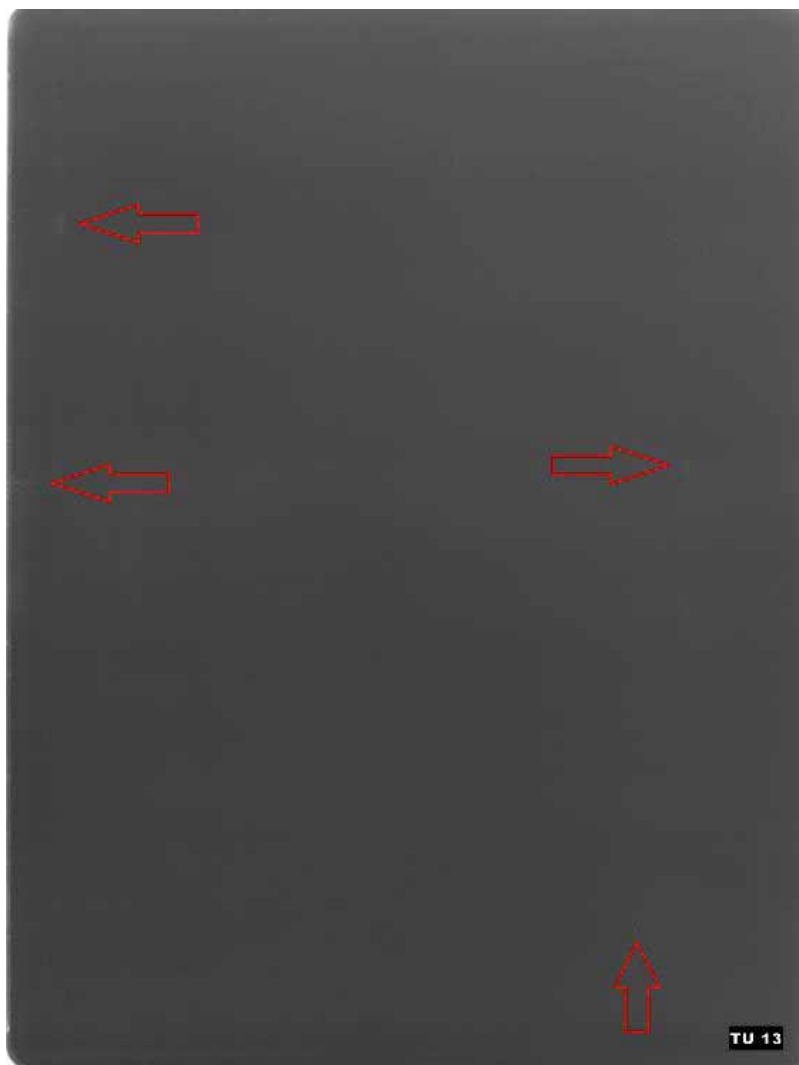
A tabela 1 mostra os dados referentes às medidas obtidas para avaliação de formação de ruído negro na imagem. Por esses dados, valendo-se de cinco IP's de dimensões 18x24 cm, pôde-se avaliar, pela figura 9, que representa três das cinco imagens obtidas, que existe uniformidade nas imagens, e que sob o aspecto visual não aparenta possuir artefatos e outros efeitos degenerativos nas aquisições. Para a mensuração matemática, utilizou-se o software de domínio público Image-J, que possibilita analisar as propriedades e estruturas das imagens adquiridas nos testes propostos neste projeto. A partir desta ferramenta, com uma região de interesse estabelecida em pelo menos 80% da imagem foi possível estabelecer através do software citado os valores de PV e PVSD para cada aquisição (Tabela 1). Pelas determinações expostas na Norma AAPM número 93 os valores de PV e PVSD para a metodologia proposta ao Teste de Aceitação e Controle de Qualidade de Ruído Negro devem ser inferiores a respectivamente 280 e 4. Pelos dados adquiridos nota-se que a resposta quantitativa foi semelhante à qualitativa, ou seja, sob o aspecto de existência ou não de ruído eletrônico nas imagens, podemos inferir que para este tipo de teste os IP's estão de acordo com as normas acima descritas.

Na segunda etapa da realização deste projeto o objetivo foi determinar a uniformidade de resposta dos IP's. Da mesma forma que o teste anteriormente descrito, a uniformidade de resposta do IP também possui critérios qualitativos e quantitativos. Na primeira verificação, deve ser observado se a imagem está

homogênea e sem artefatos visíveis, mesmo se a imagem for modificada no pós processamento.

Do ponto de vista qualitativo as imagens obtidas através dos IP's de dimensões 18x24cm aparecem muito comprometidas, com manchas brancas e riscos por toda a imagem. A figura 10 apresenta de forma clara essas observações.

Figura 13: imagem obtida no teste de resposta de uniformidade para o IP A43720408. [5]



Para todas as imagens, tanto as impressas quanto as verificadas na estação de processamento computadorizado, deve-se analisar a presença ou não de pontos brancos e pretos e também de enrugamentos. Se estes artefatos forem observados indica-se fazer o processo de apagamento do IP, porém se eles permanecerem presentes depois disso, é necessário que a placa gráfica em questão

seja retirada de uso. E nesse contexto observou-se que nos primeiros cinco IP's testados as imagens apresentam esse tipo de artefato. No caso de existir dentro da mesma imagem uma variação óptica muito grande, o teste deve ser repetido em outras angulações para averiguar se este fato é causado pelo efeito anódico. Se mesmo assim a variação das densidades ópticas for alta a equipe de engenharia responsável pelo equipamento deve ser solicitada para corrigir o problema de calibração do equipamento.

As flechas indicativas apontam para regiões em que existem faixas de não uniformidade ou pontos brancos na imagem. Essas observações acabaram por se tornar padrão entre os IP's de dimensões 18x24. Por esse motivo inicialmente existiu a possibilidade de que o motivo pudesse ser uma eventual necessidade de manutenção na leitora, pois de fato nas bordas das imagens verificamos pontos de incongruência nas densidades ópticas. Mas ao se analisar as placas gráficas de tamanho 24x30 notou-se que esse mesmo tipo de não uniformidade não se apresentava da mesma forma, sendo assim muito mais homogênea (figura 10, imagem 2).

Para que possa ser inferido que determinados IP's devam ou não ser retirados de uso, a avaliação visual das aquisições deve ser coerente com os resultados matemáticos das mesmas. Através do software Image-J todos os dez IP's disponíveis para teste foram minuciosamente avaliados, seguindo as recomendações exigidas pela Norma AAPM número 93, desde abertura de região de interesse para análise em cada imagem com mais de 80% da área, bem como os cálculos de cada item proposto no protocolo. A tabela 3 apresenta todos os dados obtidos durante a análise de todas as imagens adquiridas.

Com relação ao valor de pixel médio (PV), todas as imagens apresentaram certa proximidade entre si, o que não garante a qualidade da placa gráfica, pois os valores e contagens de pixel mínimo e máximo podem fornecer ao sistema um desvio padrão muito maior que o permitido, e que de fato é o que justamente ocorreu. O desvio padrão médio do valor de pixel (PVSD), para as condições técnicas aplicadas ao teste, deve possuir um valor menor que 20. Os IP's com identificação A43720415C e A437020408C apresentaram PVSD maior que 20, sinalizando desta forma que o desgaste nos IP's está acima do considerado aceitável para uso em rotina clínica. Outro parâmetro apresentado na tabela citada

se refere ao valor da relação entre o desvio padrão pela sensibilidade média (SD/Ss). E novamente verificamos que os dois IP's citados anteriormente possuem um valor percentual nesta relação maior que a permitida, que é de 5%. Essas avaliações matemáticas dos parâmetros apresentados estabelecem uma conexão muito satisfatória com as observações visuais feitas nesta segunda etapa do procedimento, pois se verifica numericamente que alguns dos IP's não estão em estado correto para uso diário em exames. O que se verifica com essas observações é que se faz necessário que a legislação vigente seja reformulada, de forma a abranger os sistemas de processamentos computadorizado e digital, para que assim possa haver meios legais, instituídos por uma legislação, que garanta a possibilidade de que os centros de diagnóstico por imagem possam substituir e fazer a manutenção de seus equipamentos, garantindo assim uma qualidade maior ao serviço prestado.

A última parte dos testes de Controle de Qualidade se refere à precisão do índice de exposição. Todas as condições exigidas pela norma utilizada neste estudo foram respeitadas, garantindo assim total nível de confiança em relação aos dados obtidos. A tabela 5 apresenta os valores obtidos do índice de exposição para cada um dos 10 IP's analisados. Segundo o protocolo estabelecido nenhuma das aquisições deveria possuir um valor de índice de exposição superior a 200 ± 20 quando analisadas isoladamente e o valor de índice de exposição médio deveria ser 200 ± 10 .

Pelos resultados pode-se afirmar que todos os IP's estariam em discordância com relação ao que a norma exige. Do ponto de vista visual, é possível observar nas figuras 11 e 12, que representam respectivamente IP's de 18x24cm e 24x30cm, muito ruído nas imagens, além de extensas regiões de não homogeneidade. Com relação a presença de manchas e pontos destoantes do padrão de imagens adquiridos, elas se devem a não homogeneidades já diagnosticadas nos testes anteriores e também a eventuais presença de sujeira e riscos na leitora da estação de aquisição de processamento computadorizado. Neste teste especificamente, ao contrário dos anteriormente descritos, os resultados apresentados não são utilizados para excluir os IP's da rotina clínica e sim para indicar se o sistema de processamento computadorizado necessita ou não de ajustes de caráter preventivo pelo fabricante. As variações ocorridas no valor de S

para os dez IP's testados demonstram que a equipe de manutenção preventiva responsável pela processadora computadorizada deve ser solicitada para realizar os ajustes necessários nos parâmetros que influenciam na exposição e seus parâmetros referentes.

Os resultados mostrados dos três testes de aceitação e controle de qualidade propostos neste estudo demonstraram a presença de não-uniformidades e até mesmo de não condições de uso das placas gráficas. Pode-se observar que dois dos IP's testados necessitam ser substituídos ou simplesmente retirados do uso clínico. É necessária que se faça presente na legislação brasileira a inclusão dos parâmetros e técnicas que já estão totalmente estabelecidas fora do país com relação ao controle de qualidade dos equipamentos e IP's de Processamento Computadorizado e Digital a fim de monitorar e acompanhar esses itens, para que estejam de acordo com as condições necessárias e seguras para serem utilizados.

7. CONCLUSÃO

A presente investigação indicou que a partir da execução da metodologia dos Testes de Controle de Qualidade e Aceitação pela AAPM, que os IP's com identificação A43720415C e A437020408C devem ser retirados do uso em rotina clinica, pois se encontram desgastados. Essa análise expõe a importância da utilização desses testes para avaliar o desgaste e desempenho do CR.

8. BIBLIOGRAFIA

- [1] Disponível em <http://www.scribd.com/doc/12874528/Radiologia-Digital>, acesso em 26/11/2010.
- [2] LEITE, F.L.M., Avaliação Tecnológica e Perspectiva de Mercado em AX, Siemens S.A., Julho de 2009.
- [3] Norma AAPM Report nº 93: Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems, American Association of Physicists in Medicine, 2006.
- [4] Disponível em http://tecnologiaraudiologica.com/materia_producao RaiosX.htm, acesso em 26/11/2010.
- [5] HUDA, W., SLONE, R.M., Review of radiologic physics. *Williams & Wilkins*. 1995.
- [6] DIMENSTEIN, R., NETTO, T. G., Bases Físicas e Tecnológicas aplicadas dos raios X. Ed. SENAC São Paulo, 3ª ed., 2002.
- [7] Disponível em www.biossegurancahospitalar.com.br/rx/Curso_de_Biosseguranca_cap_6_Equipamentos_de Raios_X.pdf, acesso em 15/11/2010.
- [8] Disponível em <http://www.lucianosantarita.pro.br/imaginologia.html>, acesso em 12/11/2010.
- [9] Disponível em <http://rikmendes.vilabol.uol.com.br/Formaimagem.htm>, acesso em 08/09/2010.
- [10] SPRAWLS, P., Syllabus – From Invisible to Visible – The Science and Practice of X-ray Imaging and Radiation Dose Optimization: Radiographic Image Formation and Characteristics. *RSNA Education*, 2006.
- [11] Disponível em http://en.wikipedia.org/wiki/Signal-to-noise_ratio, acesso em 24/10/2010.
- [12] Disponível em <http://www.scribd.com/doc/12874528/Radiologia-Digital>, acesso em 18/11/2010.
- [13] Disponível em <http://www.fujimed.com/products-services/image-intelligence/edr.asp>, acesso em 21/11/2010.
- [14] Fuji Computed Radiography – General Description of Image Processing, Fuji Photo Film Co., Ltd.